

치아파절시험과 유한요소해석에서의 치경 변형률에 관한 연구

Comparison of Strain on Dental Cervical Line between Tooth Fracture Test and Finite Element Analysis

유익식¹, 전경진^{1,✉}
Oui Sik Yoo¹ and Keyoung Jin Chun^{1,✉}

¹ 한국생산기술연구원 실버기술개발단 (Gerontechnology Center, Korea Institute of Industrial Technology)
✉ Corresponding author: chun@kitech.re.kr, Tel: 041-589-8430

Manuscript received: 2009.7.10 / Accepted: 2010.2.11

When occlusal force is applied to a tooth, stress concentration occurs on the dental cervical line. This study investigated to find the maximum force and strain of natural teeth using an Instron and strain gauges, comparing the strain of cervical enamel using finite element analysis(FEA). Tests were conducted with a mandibular first premolar applying the conditions of occlusion. Then, the FEA was processed with the same as conditions of the fracture test. The test showed that the maximum force, maximum compressive strain and maximum tensional strain was 278 ± 26 N, $0.668 \times 10^{-3} \pm 0.678 \times 10^{-3}$ and $0.248 \times 10^{-3} \pm 0.102 \times 10^{-3}$, respectively. It was found that six of eight measured strains were within the range of estimated strains by the FEA. Even though it was assumed that properties of FE models were isotropic, it could prove useful as a reference in understanding the tendency of dental strain.

Key Words: Stress Concentration (응력집중), Maximum Force (최대 하중), Natural Tooth (자연치아), Strain Gauge (스트레인게이지), Mandibular First Premolar (하악 제 1 소구치)

1. 서론

치아는 신경과 혈관이 풍부한 치수(Pulp), 치수로부터 영양을 공급받는 상아세관(Dentinal tubule)을 가진 상아질(Dentin), 법랑소주(Enamel rod)라고 하는 사상체(絲狀體)의 집합인 법랑질(Enamel)로 이루어져있다.¹ 치아는 고도로 석회화된 법랑질과 이보다는 적게 석회화된 상아질이라는 경조직으로 이루어져있으며, 외부하중이 법랑질에 가해지면 상아질이 이를 지지하는 구조를 이룬다. 치아 구조는 위와 같이 여러 물질이 유합되어 있을 뿐 아니라, 내부의 미세구조에 따라 각 조직의 위치별로도 물성이 다르게 나타나므로 치아파절(齒牙破節, Fracture of tooth) 예측을 위해서는 다양한 요소

를 고려하여야 한다.

기존의 치아 물성에 관한 연구는²⁻⁵ 주로 조직별 시편을 사용하였으나, 이로써는 치아파절이 발생하는 최대 하중 또는 최대 응력을 정확하게 알기 어렵다. 이는 지나친 외부하중이 치아에 가해질 때 발생하는 취성파괴가 각 조직의 물성에만 관계된 것이라 볼 수 없기 때문이다. 따라서 본 연구에서는 치아의 구조와 형태에 따라 발생할 수 있는 변수들을 포함한 결과를 얻을 수 있도록 치아의 조직시편을 이용하지 않고 자연 치아 시편을 사용하였다.

반면, 조직별 물성에 대한 정보만을 통해 기하학적 요인을 포함한 치아 전체의 거동 특성을 살펴보기 위해서는 유한요소해석(Finite Element

Analysis, FEA)에 의존해야 했다.⁶⁻⁸ 유한요소해석의 연구결과는 외부 하중이 가해졌을 때 내부응력이 상아법랑경계(Dentino-Enamel Junction, DEJ)를 따라 분포하며, 치경선(Dental cervical line) 부근에 집중되고 있음을 보여준다.^{9,10} 이와 같이 치경선 부근은 불연속 구간이 존재하여 상대적으로 파괴에 취약함을 나타내므로 이 부위의 변형률과 파괴하중은 임플란트 연구에 참고자료가 된다.

따라서 본 연구에서는 자연 치아 시편을 사용한 치아파절시험(Tooth fracture test)을 수행하고, 시험에서 얻은 최대하중을 적용한 유한요소해석을 통해 치경선 부근에서의 변형률을 비교·분석하였다.

2. 실험방법

2.1 시편

치아파절시험은 구치(Posterior tooth) 중에서 형태학적으로 개별 치아간의 차이가 적은 하악 제 1 소구치를 대상으로 수행하였다. 각 시편은 우식(Dental caries)이나 외견상 균열이 없고, Micro-CT(SkyScan-1072 (80kV, 100 μ A), SKYSCAN Inc., Belgium)로부터 얻은 해상도 21 μ m의 영상에서도 이상이 없는 것만을 사용하였다. 시편 T01 은 44 세 여성으로부터, 시편 T02 는 51 세 여성으로부터, 시편 T03 은 36 세 남성으로부터, 시편 T04 는 23 세 남성으로부터 획득하였다. 시편은 발치된 후 글루루론산 클로르헥시딘(Chlorhexidine gluconate)액을 0.5% 함유하는 적색의 투명한 헥사메딘®액(Hexamidine solution)에 보존하여 세균에 의한 영향을 차단하고 적정한 수분이 유지되도록 관리하였다.

각 시편의 실험이 일관된 관점에서 수행되도록 치아의 네 면에 각각 기준축을 설정하였다.^{11,12} 근심면(Mesial aspect)과 원심면(Distal aspect)에서는 협축 교두(Buccal cusp)의 상단으로부터 치근단공(Apical foramen)까지의 수직축과 치경선에서 수직축과 직교하는 수평축을 설정하였다. 협면(Buccal surface)과 설면(Lingual surface)에서는 치관쪽의 1/2 지점에서 치근단공까지의 수직축과 근심면에서의 수평축을 설정하였다.

2.2 시험장치

사용한 시험 장치의 구성도는 Figure 1 과 같으며, 시험기는 정격용량이 10 kN 인 Instron (8511

Model)을 사용하였다. 기존 연구자료에서는¹³ 어금니를 짝 물었을 때, 하악 제 1 소구치에서 발생할 수 있는 최대 교합력은 남성 265 N, 여성 235 N 가량으로 단위를 환산하면 25 kgf 전후로 나타나있다. 치아의 물성에 관한 연구 자료에서는 법랑질과 상아질의 최대 압축강도가 380 MPa, 300 MPa 로 제시되어 있어,¹⁴ 이를 참고로 시행한 예비실험에서 파단 하중이 100 kgf 내외로 측정되었으므로, 실제 측정 범위가 500 kgf 까지 가능하도록 로드셀(Load cell, LCF-500K, TWS Inc.)을 선택하였다.

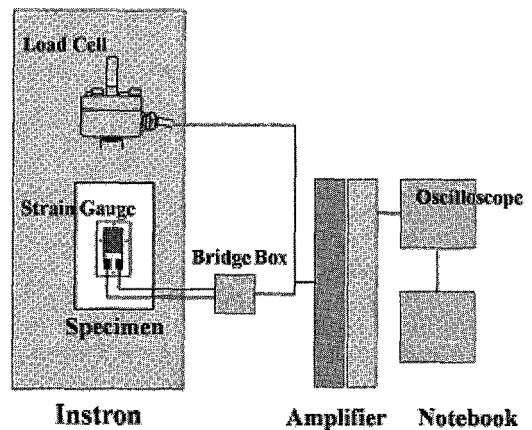


Fig. 1 Block Diagram of Testing Instruments

스트레인게이지(Strain gauge, KFG-1-350-C1, KYOWA Co.)는 게이지 길이 1mm 를 선택하여 치아의 협면과 설면에 부착이 가능하도록 하였으며, 외란에 덜 민감하도록 저항이 350 Ω 인 것을 사용하였다. 각 시편에 대하여 스트레인게이지를 치경선의 협면과 설면 두 곳에 부착하여 압축 변형률과 인장 변형률을 측정할 수 있도록 하였다. 실내 온도가 거의 일정하게 유지될 수 있도록 하여 One-Gauge 법을 사용하고, 350 Ω 의 스트레인게이지에 맞추어 브리지박스(Bridge box, R-350B, NMTI Co.)를 사용하였다.

앰프(Amplifier, F-800, TWS Inc.)는 로드셀과 스트레인게이지에 연결되어 회로를 구성하며, 변형에 따른 출력 전압을 전기적 신호로 바꾸어 주는 역할을 한다. 앰프는 저역통과여파기(Low pass filter)와 A/D 컨버터가 결합되어 있다. 로드셀의 하중 데이터와 Instron 8511 의 변위를 동기화시키기 위해 4 채널 오실로스코프(Oscilloscope, TDS 3044B, Tektronix Inc.)를 사용하였다.

2.3 시험조건

Figure 2 는 치아의 교합과 같은 조건에서 시험할 수 있도록 스트레인게이지를 부착한 시편과 몰딩 지그, 베이스 지그를 Instron 8511 에 장착한 모습이다. 치아 교합시 접촉은 Womer 의 교합력에 대한 연구결과¹³와 같이 치아의 수직에 대해 45° 방향으로 협측삼각융선(Buccal triangular ridge) 부위에서 일어난다. 따라서 시편을 고정하는 몰딩 지그가 베이스 지그에 45° 방향으로 삽입되도록 하여 협측삼각융선 부위에 하중을 가하였다. Instron 8511 의 속도는 시편에 정적 하중을 주기 위하여 0.1mm/sec 로 설정하였다.^{15,19}

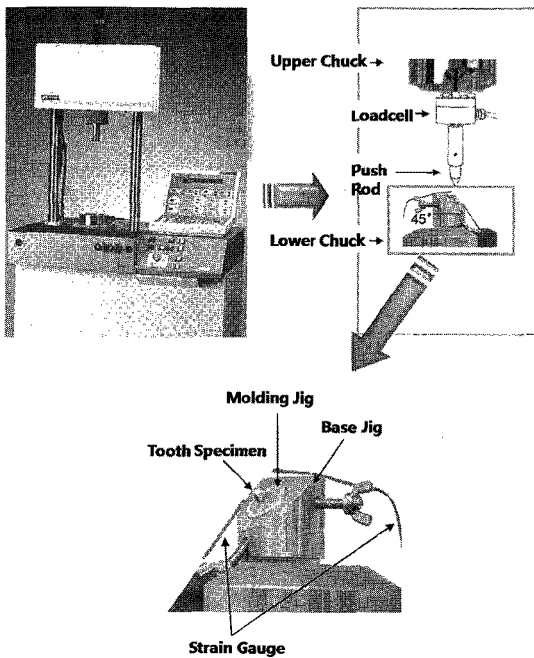


Fig. 2 Testing Instruments and Tooth Specimen

시편 고정용 재료로는 강도가 충분하고, 치과에서 주로 사용하는 의치상수리용 레진(Dental self-curing resin(Vertex SC, Dentimex B.V. inc.))을 사용하였다. monomer 와 polymer 의 비율은 1.0ml : 2.5ml 로 20 초간 교반 후 상온에서 6 시간 이상 고화시켜 사용하였다. 레진이 굳어진 이후에 축이 들어 지지 않도록 알루미늄 재질의 몰딩지그에 두 개의 홈(Restraint groove)을 내었다.

시편의 고정위치는 실제 치조골의 위치와 비슷하게 하였으나, 기타 치주조직의 완충에 관한 사

항은 생략하였다. 정상 치은열구(Gingival sulcus)의 깊이는^{13,20} 1~3mm 또는 0.5~1.0mm 로 제시되어 있어, 치조골의 위치를 치경선의 1.0mm 아래부터 준제하는 것으로 보고 시편의 치경선 1.0mm 이하를 고정시켰다.

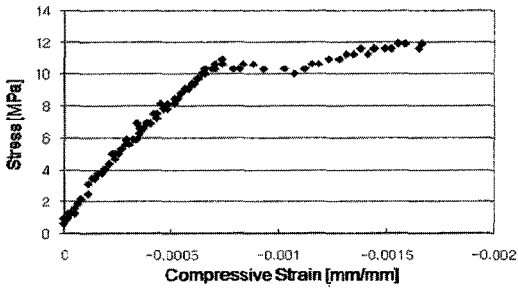
3. 실험결과

각 시편의 최대하중은 Table 1 에 나타내었으며, 치경부에서의 변형률은 Figure 3, Figure 4 에 나타내었다. '응력(Stress)'은 최대하중을 치경 단면적으로 나눈 값을 사용하였으며, 이는 치경 단면적이 최대하중에 가장 많은 영향을 미칠 것으로 예상되기 때문이다. 각 시편의 정보와 형태학적 수치는 Table 2 와 같다. 이때 치경단면적(Cervical cross-sectional area)은 치경의 최하단부 단면을 측정하였으며, 하중 지지와 관련이 없는 치수(Pulp)의 면적은 Figure 5 와 같이 제외하였다.

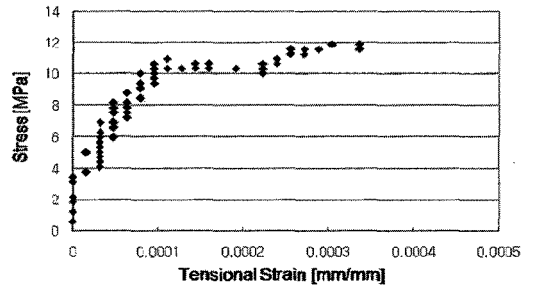
Table 1 Maximum Force of Specimens

Specimen Number	Maximum Force [N]
T01	304
T02	264
T03	296
T04	248
Ave ± SD	278 ± 26

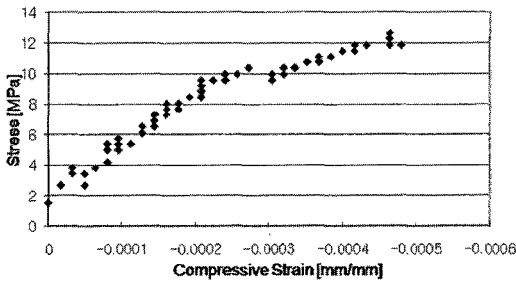
T01 시편은 0 N 에서 시작하여 304 N 이 최대 하중이며, 압축 변형률은 0.0 에서 1.664×10^{-3} , 인장 변형률은 0.0 에서 0.336×10^{-3} 에 걸쳐있다. T02 시편은 0 N 에서 시작하여 264 N 이 최대 하중이며, 압축 변형률은 0.0 에서 0.464×10^{-3} , 인장 변형률은 0.0 에서 0.320×10^{-3} 에 걸쳐있다. T03 시편은 0 N 에서 시작하여 296 N 이 최대 하중이며, 압축 변형률은 0.0 에서 0.144×10^{-3} , 인장 변형률은 0.0 에서 0.320×10^{-3} 에 걸쳐있다. T04 시편은 0 N 에서 시작하여 248 N 이 최대 하중이며, 압축 변형률은 0.0 에서 0.400×10^{-3} , 인장 변형률은 0.0 에서 0.176×10^{-3} 에 걸쳐있다. 이와 같이 각 시편에 대하여 파괴시험을 통해 얻은 최대하중의 평균과 표준편차는 278 ± 26 N 로 나타났다.



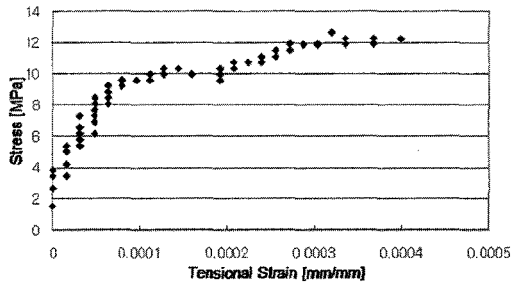
(a) Specimen T01



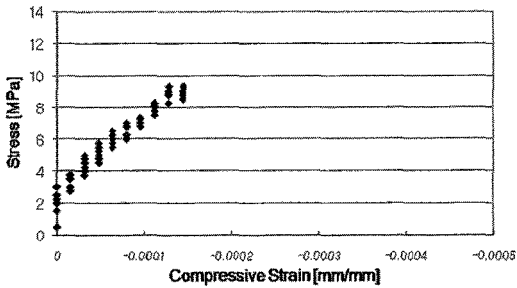
(a) Specimen T01



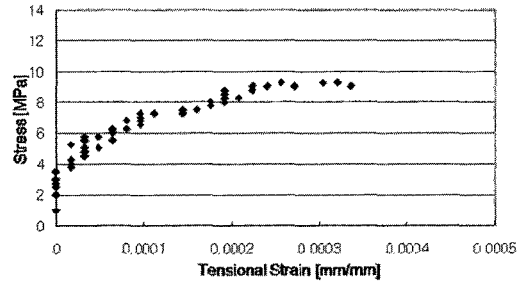
(b) Specimen T02



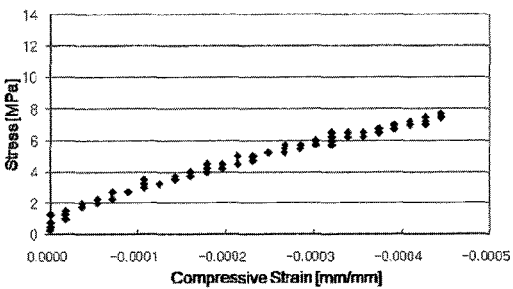
(b) Specimen T02



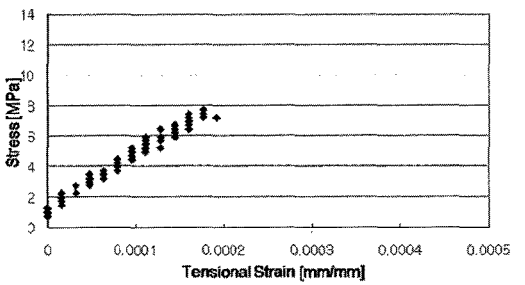
(c) Specimen T03



(c) Specimen T03



(d) Specimen T04



(d) Specimen T04

Fig. 3 Stress vs. Compressive Strain at the Lingual Cervical Line

Fig. 4 Stress vs. Tensional Strain at the Buccal Cervical Line

Table 2 Specimens' Information and Morphological Data

Specimen	Age	Cervical Cross Sectional Area
No.	(M/F)	[mm ²]
T01	44(F)	25.61
T02	51(F)	20.88
T03	36(M)	31.94
T04	23(M)	32.25

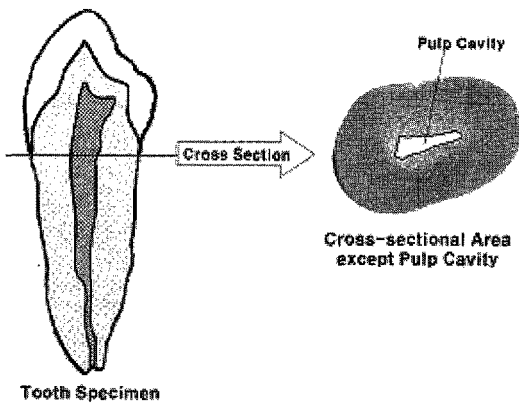


Fig. 5 Dental Cervical Cross-sectional Area

4. 유한요소해석

4.1 유한요소모델 작성

유한요소모델을 작성하기 위해 치아파절시험 이전에 Micro-CT 를 사용하여 치아 시편의 단층 영상을 획득하였다. 단층 영상의 층간 간격(Slice distance)은 21.3 μm로 설정하였다. 획득한 단층 영상은 Vworks(CyberMed. Inc., ver. 4.0)를 사용하여 법랑질, 상아질, 치수로 나누어 각각 표면 모델로 재구성하였으며, Hypermesh (Altair Engineering. Inc, ver. 7.0)를 이용하여 하나의 모델(Merged model)로 작성하였다.

해석 프로그램은 ABAQUS (Simulia Inc., ver 6.4) 를 사용하였다. 요소(Element)의 종류는 표면의 중요성에 따라 사면체요소(Tetra mesh)를 선택하였으며, 각 시편의 모델은 적절한 수렴치를 갖도록 특성길이(Characteristic length)가 약 0.4 인 약 20 만 개의 요소로 분할하였다. 물성 조건은 ^{6,21,22} 법랑질, 상아질, 치수에 대하여 탄성계수(Elastic modulus)로 각각 84.1 GPa, 18.6 GPa, 2 GPa 을, Poisson 's ratio 로

는 각각 0.20, 0.31, 0.45 의 값을 적용하였다. 시편의 고정 위치는 시험의 조건과 동일하게 치경선 1 mm 아래의 부위를 x, y, z 축의 변위를 고정하였다. 하중조건은 Table 1 에 나타난 것과 같이 시험에서 얻은 최대하중을 적용하여 치경선에서의 변형률을 각각의 시편에 대하여 비교할 수 있도록 하였다.

4.2 유한요소해석

각 유한요소모델의 응력분포는 Figure 6 와 같으며, von Mises 응력으로 표현되었다. 내부응력은 치경선에 주로 분포하고 있으며, 상아법랑경계부와 치경선에서의 응력 값이 크게 변화함을 알 수 있다. 응력은 협면과 설면의 치경선에 집중되며, 법랑질의 형상을 따라 분포한다. 또한, 치관의 상아질에서 응력이 급감하여 치수에 영향을 주지 않는다.

각 모델에서 치경부의 변위는 Figure 7 과 같으며, 협면에서의 압축 변위와 설면에서의 인장 변위의 정도를 확인할 수 있다.

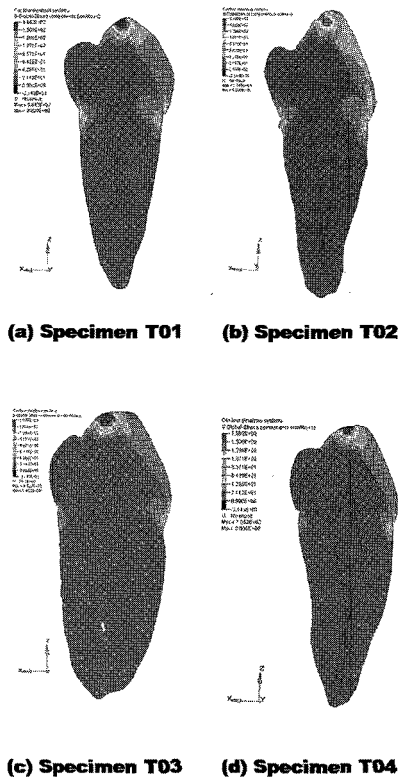


Fig. 6 Internal Stress Distribution by FEA

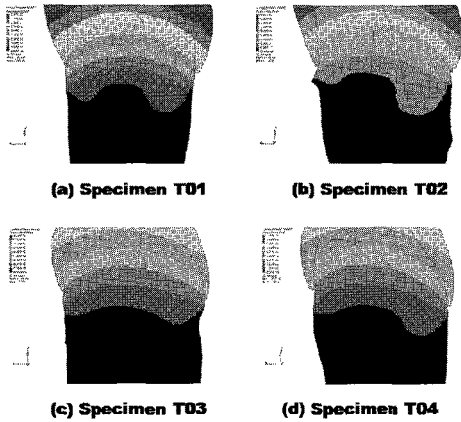


Fig. 7 Displacement at the Cervical Line

5. 고찰

치아파절시험에서 얻은 변형률은 협측과 설측에서 각각 평균이 0.668×10^{-3} , 0.248×10^{-3} 로 나타났으나, 표준편차가 각각 0.678×10^{-3} , 0.102×10^{-3} 로 크게 나타나 일정한 경향은 없는 것으로 보인다. 이는 인공치아의 재료로 ²³ 쓰이는 강화되지 않은 도재(Unreinforced porcelain)의 최대 신장률인 1.0×10^{-3} 과 큰 차이가 나지 않는다. 그러나 인레이(Inlay)로 가장 널리 쓰이는 금 합금(75% Au, 12% Ag, 10% Cu, 2% Pt, 1% Zn)의 파괴 신장(Elongation at break)인 250×10^{-3} 보다 매우 작다. 비록 최대 하중에서의 변형률은 파괴시의 변형률과 약간의 차이가 있으나, 자연 치아의 형태가 최적이라는 전제하에서는 현재 인레이로 사용되는 금 합금의 물성이 적절하지 않은 것으로 생각된다.

Table 3 은 작성한 모델에 각각의 실험에서 나타난 최대 하중을 적용하여 변형률을 구하고, 이를 스트레인게이지에서 얻은 값과 비교한 것이다. 이 때 모델의 요소 크기가 스트레인게이지의 Grid($1.0 \times 1.0\text{mm}$)에 비해 작으므로, 해당 부위에서 나타난 변형률과 비교하였다.

T02 와 T04 는 압축 변형률과 인장 변형률 모두 유한요소해석에서 얻은 변형률의 범위에 속하나, T01 과 T03 에서는 압축 변형률만 해당 범위에 속하고 인장 변형률은 범위를 벗어났다. 이러한 비교는 유한요소모델 작성 과정에서²⁴ 탄성(Elastic), 등방성(Isotropic) 재질이라는 가정을 적용하였으므로 명확하다고 할 수는 없으나, 시험 결과가 해석 결과의 범위에 대부분 속하는 것으로 보아, 그 경향성을 참고할 수는 있을 것으로 생각된다.

Table 3 Comparison of Strain between Fracture Test and FEA

Specimen No.	Strains from Experiment (10^{-6} mm/mm)	
	Compressive (Buccal Surface)	Tensional (Lingual Surface)
T01	1664	336*
T02	464	320
T03	144	320*
T04	400	176
Specimen No.	Strains from FE Model (10^{-6} mm/mm)	
	Compressive (Buccal Surface)	Tensional (Lingual Surface)
T01	1241~2201	3236~4122
T02	315~544	256~355
T03	101~273	79~122
T04	340~455	98~203

6. 결론

본 연구에서는 자연 치아 시편을 사용하여 최대하중과 치경부에서의 변형률을 알아보고, 각 시편에 대한 유한요소해석 결과를 시험 결과와 비교하여 다음과 같은 결론을 얻었다.

조직 시편이 아닌 자연 치아를 사용한 파절시험에서 최대 하중은 278 ± 26 N, 협측과 설측의 변형률은 각각 $0.668 \times 10^{-3} \pm 0.678 \times 10^{-3}$, $0.248 \times 10^{-3} \pm 0.102 \times 10^{-3}$ 로 나타났다. 이는 불연속 구간이 존재하여 상대적으로 파괴에 취약함을 나타내는 치경선 부위에 관한 것으로 임플란트 연구에 중요한 참고자료가 될 것으로 기대한다.

치과 치료에 쓰이는 재료와의 변형률 비교를 통해 인레이로 가장 널리 쓰이는 금 합금이 자연 치아에 비해 파괴 신장이 매우 큼을 알 수 있었다.

또한, 시험 결과와 유한요소해석의 비교를 통해 치경선에서의 변형에 대하여 그 경향성을 참고할 수는 있을 것으로 생각된다.

본 연구의 시험 결과는 자연 치아 시편을 사용하였으므로 생물학적으로 차이가 있을 수 있고, 단 4 개의 시편만을 시험한 결과이기에 물성을 일반화하기는 어렵다. 그러나 치경부의 변형률 연구에 있어 조직별 시편의 물성에 의한 기존 연구와 달리 치아의 구조와 형태라는 변수를 포함한 결과를 얻을 수 있었다.

후 기

본 연구는 한국생산기술연구원 생산기술연구사업의 연구비 지원을 받아 수행하였습니다.

참고문헌

- Jordan, R. E., Abrams, L. and Kraus, B. S., "Kraus' dental anatomy and occlusion," Mosby-Year Book, pp. 43-66, 1992.
- Craig, R. G. and Peyton, F. A., "Elastic and mechanical properties of human dentin," *Journal of Dental Research*, Vol. 37, No. 4, pp. 710-718, 1958.
- Habelitz, S., Marshall, S. J., Marshall Jr, G. W. and Balooch, M., "Mechanical properties of human dental enamel on the nanometre scale," *Archives of Oral Biology*, Vol. 46, No. 2, pp. 173-183, 2001.
- Xu, H. H., Smith, D. T., Jahanmir, S., Romberg, E., Kelly, J. R., Thompson, V. P. and Rekow, E. D., "Indentation damage and mechanical properties of human enamel and dentin," *Journal of Dental Research*, Vol. 77, No. 3, pp. 472-480, 1998.
- Kinney, J. H., Marshall, S. J. and Marshall, G. W., "The mechanical properties of human dentin: A critical review and re-evaluation of the dental literature," *Critical Reviews in Oral Biology and Medicine*, Vol. 14, No. 1, pp. 13-29, 2003.
- Ausiello, P., Apicella, A., Davidson, C. L. and Rengo, S., "3D finite element analyses of cusp movements in a human upper premolar, restored with adhesive resin-based composites," *Journal of Biomechanics*, Vol. 34, No. 10, pp. 1269-1277, 2001.
- Chun, K. J., Yoo, O. S., Park, K. R. and Yoo, S. H., "Stress Analysis of Mandibular First Premolar with Finite Element Models," 2nd International Conference on Advanced Nondestructive Evaluation, p. 18, 2007.
- Dong, X. and Ruse, N. D., "Fatigue crack propagation path across the dentino-enamel junction complex in human teeth," *Journal of Biomedical Materials Research*, Vol. 66, No. 1, pp. 103-109, 2003.
- Lee, W. C. and Eakle, W. S., "Stress-induced cervical lesions: review of advances in the past 10 years," *Journal of Prosthetic Dentistry*, Vol. 75, No. 5, pp. 487-494, 1996.
- Dejak, B., Mlotkowski, A. and Romanowicz, M., "Finite element analysis of mechanism of cervical lesion formation in simulated molars during mastication and parafunction," *Journal of Prosthetic Dentistry*, Vol. 94, No. 6, pp. 520-529, 2005.
- Chun, J., Lee, J., Won, Y., Beak, M. H., Moon, S. and Park, R., "A study on standardization of the internal and external morphology in the mandibular first premolar," 30th Annual Conference of the IEEE Industrial Electronics Society, p. 131, 2004.
- Chun, K. J., Yoo, O. S., Won, Y. Y. and Lee, J. Y., "Morphological Study and Stress Analysis of Korean Mandibular Second Premolar," *International Journal of Precision Engineering and Manufacturing*, Vol. 10, No. 3, pp. 141-145, 2009.
- Horiuchi, H., Kasahara, Y., Morimoto, T., Suzuki, T., Shinkai, T. and Matsuo, R., "Occlusion and mastication. In: Oral Physiology," *Gomoonsa*, pp. 129-152, 2003.
- Antonio, C. and Hardbound, R., "Fatigue and fracture. In: ASM Handbook," ASM International, pp. 665-667, 1992.
- Arola, D., Rouland, J. A. and Zhang, D., "Fatigue and fracture of bovine dentin," *Experimental Mechanics*, Vol. 42, No. 4, pp. 380-388., 2002.
- Palamara, D., Palamara, J. E. A., Tyas, M. J. and Messer, H. H., "Strain patterns in cervical enamel of teeth subjected to occlusal loading," *Dental Materials*, Vol. 16, No. 6, pp. 412-419, 2000.
- Wang, R., "Anisotropic fracture in bovine root and coronal dentin," *Dental Materials*, Vol. 21, No. 5, pp. 429-436, 2005.
- Potiket, N., Chiche, G. and Finger, I. M., "In vitro fracture strength of teeth restored with different all-ceramic crown systems," *Journal of Prosthetic Dentistry*, Vol. 92, No. 5, pp. 491-495, 2004.
- An, G. B., Ohata, M. and Toyoda, M., "Effect of strength mis-match and dynamic loading on ductile fracture initiation," *Engineering Fracture Mechanics*, Vol. 70, No. 11, pp. 1359-1377, 2003.
- Kim, Y. J., Kim, S. A., Lee, S. L., Kwak, J. S., Kim, J. H. and Lee, M. H., "Oral Prophylaxis," Daehan Publisher, pp. 1-6, 2005.
- Pegoretti, A., Fambri, L., Zappini, G. and Bianchetti, M., "Finite element analysis of a glass fibre

- reinforced composite endodontic post,” *Biomaterials*, Vol. 23, No. 13, pp. 2667-2682, 2002.
22. Lee, H. E., Lin, C. L., Wang, C. H., Cheng, C. H. and Chang, C. H., “Stresses at the cervical lesion of maxillary premolar-a finite element investigation,” *Journal of Dentistry*, Vol. 30, No. 7, pp. 283-290, 2002.
23. McCabe, J. F. and Walls, A. W. G., “Gold and alloys of noble metals. In: *Applied Dental Materials*,” Blackwell, pp. 62-70, 2008.
24. Kim, S. M., Yang, I. C. and Cho, S. Y., “Biomechanical Fatigue Analysis of Cervical Plate System by using a Computer Simulation Based on Finite Element Method,” *Journal of Korean Society for Precision Engineering*, Vol. 25, No. 8, pp. 96-103, 2008.